

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва інституту/факультету)
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В. о. завідувача кафедри

_____ **Владислав ШЛИКОВ**
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« ____ » _____ 2020 р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою Біомедичні прилади і інформаційні системи
(назва)

спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка
(код та назва)

на тему: «Мобільний біоімпедансний аналізатор з можливістю проведення аналізу електричної провідності біологічних тканин»

Виконав : студент 4 курсу, групи БП-61
(шифр групи)

_____ **Мартиненко Владислав Ігорович** _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник доц. каф. БМІ, к.т.н., доц., Дубко Андрій Григорович _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант 3 доц.каф. ОППЦБ, к.т.н., доц. Демчук Гліб Вікторович _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Нормоконтроль ст. викл. каф БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна _____
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Рецензент зав. каф. ББЗЛ, д.мед.н., проф. Худецький Ігор Юліанович _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2020

Факультет	<u>Біомедичної інженерії</u>
Кафедра	<u>Біомедичної інженерії</u>
Рівень вищої освіти	<u>Перший (бакалаврський)</u>
Спеціальність	<u>152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка</u>
Освітньо-професійна програма	<u>Біомедичні прилади і інформаційні системи</u>

« » 2020 p.

біоімпедансного аналізатору в середовищі SolidWorks; розгляд принципів використання спроектованого приладу в електрохірургії.

5. Перелік ілюстративного матеріалу презентація до захисту дипломної роботи; ілюстрації та рисунки пояснювальної записки

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3	Демчук Г.В., доцент кафедри охорони праці, промисловості та цивільної безпеки		

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз науково-технічної літератури	14 квітня 2020 р.	
2	Дослідження біофізичних особливостей та методології біоімпедансометрії	14 квітня 2020 р. – 16 квітня 2020 р.	
3	Розгляд застосування методу під час електрохірургії	18 квітня 2020 р. – 19 квітня 2020 р.	
4	Створення структурних схем, вибір та розрахунок автономних джерел живлення	20 квітня 2020 р. – 24 квітня 2020 р.	
5	Проектування принципових електричних схем та їх тестування у середовищі Multisim	1 травня 2020 р. – 17 травня 2020 р.	
6	Створення друкованої плати приладу та її 3D-моделі	20 травня 2020 р.	
7	3D-моделювання та опис корпусу аналізатору	25 травня 2020 р.	
8	Формування розділу «Охорона праці»	30 квітня 2020 р.	
9	Оформлення дипломної роботи	1 червня 2020 р.	
10	Отримання рецензії та відгуку	7 червня 2020р	
11	Подачі роботи на нормоконтроль	5 червня 2020 р.	
12	Подання документів з дипломної роботи	7 червня 2020 р.	
13	Підготовка до захисту	8 червня 2020 р. – 15 червня 2020 р.	
14	Захист дипломної роботи	16 червня 2020 р.	

Студент

_____ (підпис)

Владислав МАРТИНЕНКО

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи (проекту)

_____ (підпис)

Андрій ДУБКО

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи «Мобільний біоімпедансний аналізатор з можливістю проведення аналізу електричної провідності біологічних тканин»

Дипломна робота викладена на 55 сторінках, вона містить у собі 3 розділи, 27 ілюстрацій, 17 таблиць та 33 літературних джерела.

Актуальність: завдяки біофізичним особливостям будови біологічних об'єктів та їх тканин, клітини організму мають здатність виступати в якості електропровідного середовища. Ступінь електропровідності об'єкту залежать від фізіологічного стану тканин та їх здатності до метаболізму. Вимірювання імпедансу біотканин широко використовується у відділеннях гемодіалізу, інтенсивної терапії та фітнес-тестувань. Останнім часом публікуються медичні дослідження з спробами застосування біоімпедансометрії в якості засобу первинної діагностики злоякісних новоутворень. Проблематика з точки зору приладобудування полягає у тому, що розповсюджені сьогодні прилади сконструйовані на основі мостових схем балансування з обмеженою швидкодією та точністю, яка повністю залежить від еталонного опору електричної схеми.

Мета: спроектувати мобільний біоімпедансний аналізатор з можливістю проведення аналізу електричної провідності біологічних тканин.

Задачі дипломної роботи: дослідження біофізичних особливостей електричного опору в біологічних об'єктах; огляд методології імпедансометрії; розгляд і порівняння існуючих методів-аналогів; проектування структурної блок-схеми аналізатору; створення принципових електричних схем та перевірка їх роботи; 3D-моделювання корпусу та плати; застосування приладу в електрохірургії.

Ключові слова: біоімпедансометрія, імпеданс, повний опір, біоімпедансний аналізатор, 3D-моделювання у середовищі SolidWorks, DipTrace, Multisim.

ANNOTATION

The subject of diploma is “Mobile bioimpedance analyzer with the possibility of measuring the electrical conductivity of biological tissues”

Diploma work consists of 55 pages, 3 sections, 27 illustrations, 17 tables and 33 literary sources.

Topicality: by the virtue of biophysical features of the construction of biological objects and their tissues, the cells of the organism have an ability to conduct electricity. A conductivity rate of the object is dependent on the physiological state of the tissue and its metabolic ability. Measurement of the biological tissue impedance is widely applied to sections of hemodialysis, intensive care and fitness testing. Lately, medical research articles concerning the attempts at using bioimpedancemetry as a way of primary diagnosis of malignant growths are published. The problem, as far as instrumentation is concerned, lies in the fact that the instruments that are widely spread nowadays are constructed on the basis of balancing bridge schemes with a limited speed and accuracy, which relies fully on the model resistance of the biological tissue.

Objective: designing a mobile bioimpedance analyzer with the possibility of measuring the electrical conductivity of biological tissues.

Diploma tasks: a survey of biophysical features of electrical resistance in the biological objects; an overview of methods of impedancemetry; a review and comparison between the existing analogical methods; designing of the structural flowchart of the analyzer; creation of the principal electric schemes and ensuring their working capacity; 3D-modelling of the device body and an electrical board; application of the device in the electrosurgery.

Key words: bioimpedancemetry, impedance, full resistance, bioimpedance analyzer, DipTrace, Multisim, 3D-modelling in SolidWorks.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	10
1.1 Біофізичні відомості про вимірювання імпедансу досліджуваного об'єкту	10
1.2 Аналіз методів-аналогів дослідження структури і вмісту тіла людини	14
1.2.1 Метод каліперометрії.....	15
1.2.2 Метод гідростатичного зважування	16
1.2.3 Метод інфрачервоного відбиття	16
1.2.4 Рентгенівська денситометрія	17
1.3 Доцільність використання методу біоімпедансометрії в якості аналізу структури тіла людини	18
1.4 Біоімпедансометрія як засіб контролю життєздатності біологічних тканин	20
Висновки до розділу 1	22
РОЗДІЛ 2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	23
2.1 Розробка загальної структурної блок-схеми приладу та її опис	23
2.1.1 Реалізація системи автономного живлення за допомогою Li-ion акумулятора	24
2.1.2 Реалізація системи автономного живлення за допомогою 6F22.....	27
2.2 Проектування принципів електричних схем каналів збудження тканини та реєстрації імпедансу біосередовища	28
2.3 Побудова друкованої плати приладу у середовищі DipTrace	34
2.4 Створення 3D-моделі пристрою та його внутрішньої структури	36
2.5 Використання тетраполярного аналізатору як засіб для оцінки життєздатності біологічних тканин.	38
Висновки до розділу 2	41
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ	42

					БП61.03.2505.1191			
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив	Мартиненко В.І.				Мобільний біоімпедансний аналізатор з можливістю проведення аналізу електричної провідності біологічних тканин	Лім.	Лист	Листів
Перевірів	Дубко А.Г.							
Реценз.	Худецький І.Ю.					КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БП-61		
Н. Контр.	Юр'єва К.О.							
Затвердив	Шликов В.В.							

3.1. Технічні характеристики біоімпедансного аналізатору	42
3.1.1 Характеристики об'єкту	42
3.1.2. Складові частини об'єкту.....	43
3.1.3. Характер взаємодія об'єкту в системі «людина – об'єкт».....	44
3.2. Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією об'єкту, який проектується та належні заходи їх усунення.	44
3.2.1. Біологічні джерела небезпечних і шкідливих факторів впливу	44
3.2.2. Небезпека ураження людини електричним струмом	45
3.2.3. Пожежна безпека.....	47
3.3. Інструкція з техніки безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту	48
Висновок до розділу 3.....	49
ВИСНОВКИ.....	50
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	52

ВСТУП

На сьогоднішній день відомо, що будь-які фізіологічні зміни в організмі можливо діагностувати та проаналізувати завдяки вимірюванню певних фізичних величин, що реєструються на окремій ділянці тіла та залежать від поточного стану організму.

З точки зору біофізики людське тіло розглядається в якості деякого електропровідного об'єкту, який має варіативний опір. Зміна повного опору людини відбувається в результаті певних фізіологічних процесів в організмі та може бути зареєстрована завдяки підключенню досліджуваного об'єкту до електричного ланцюга зі змінним або постійним струмом.

Дослідження електропровідності шляхом вимірювання біологічного імпедансу знайшло широке застосування у медичній та спортивній практиці. Аналізатори імпедансу на сьогоднішній день використовуються в якості повсякденних діагностичних приладів у відділеннях реабілітації, гемодіалізу, інтенсивної терапії та фітнес-тестувань. Загальне значення імпедансу та його формуючих компонентів є високо інформативними показниками, оскільки дають можливість досліджувати відсоткове розподілення компонентів тіла (кількість жиру, води та вага кісток), поточний стан клітин та ступінь їх життєздатності.

Проблематика з точки зору приладобудування полягає у тому, що сучасні біоімпедансні аналізатори представлені на основі мостових схем балансування з обмеженою швидкодією та чутливістю. До того ж існуючі прилади, які використовуються для контролю проведення електрохірургічних втручань, є вмонтованими в операційні установки та мають ряд функціонально-діагностичних обмежень.

Метою дипломної роботи є проектування мобільного біоімпедансного аналізатору з можливістю проведення аналізу електричної провідності

					БП61.03.2505.1191	8
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

біологічних тканин, в якому усунені основні функціональні та конструктивні недоліки. В результаті проєктований прилад збільшить швидкість вимірювання (мінімальна часова затримка) і точність кінцевих показників.

Задачі поставлені для виконання дипломної роботи:

- дослідження біофізичних особливостей формування електричного опору в біологічних об'єктах;
- огляд методології вимірювання імпедансу людини;
- розгляд та порівняння існуючих методів-аналогів;
- проєктування структурної блок-схеми біоімпедансного аналізатору та розрахунок систем автономного живлення;
- створення принципових електричних схем та перевірка їх роботи у програмному середовищі Ni Multisim 14.2;
- побудова 3D-моделей друкованої плати та корпусу біоімпедансного аналізатору;
- розгляд можливості використання спроектованого приладу під час електрохірургії.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Біофізичні відомості про вимірювання імпедансу досліджуваного об'єкту

Біоімпедансний аналіз (БІА) на сьогоднішній день використовується в якості методу для знаходження антропометричних параметрів за допомогою вимірюваної величини фазового кута зсуву та імпедансу. Однак, як показує тенденція, в медичній практиці зустрічаються випадки застосування БІА для системної діагностики метаболізму організму в цілому, для первинної діагностики новоутворень та оцінки ризику набряків і гестозу [1,2]. Ключовою особливістю біоімпедансного аналізу є вимірювання тих параметрів, котрі найбільш адекватно відображають особливості для досліджуваної групи пацієнтів [3].

Отримання кількісних значень імпедансу біологічних об'єктів безпосередньо пов'язане з вимірювання опору досліджуваної системи шляхом підключення двох типів електродів – збудження та реєстрації (активні і пасивні).

Під час вимірювання електричного опору шкіри розуміється дослідження його комплексних показників, а саме активної та реактивної частини. В загальному випадку реактивна частина може бути представлена індуктивною та ємнісною складовою. Однак у випадку вимірювань електричних параметрів біологічних об'єктів знаходження першої компоненти не є раціональним, оскільки її вплив на кінцеву величину опору суттєво малий, порівняно зі внеском ємнісної складової, доцільність її вимірювання не має однозначної відповіді [3].

Розглядаючи внутрішню структуру біологічних клітин та їх мембран, можна чітко виділити головні чинники формування електричних зарядів на поверхні тіла людини. Внутрішня структура клітини представлена здебільшого

водневими розчинами електролітів, які в свою чергу є високо-провідним середовищем струму [3,4]. Мембранні структури клітин формують ємнісну складову реактивної частини опору за рахунок того, що вони є діелектричними перегородками між провідними зонами. Цей факт призводить до того, що під дією деякого струму з обох сторін мембран клітин або органел виникає рух іонів до поверхні мембрани поки поля електричних зарядів не врівноважаться по обидва боки мембрани. Важливим є те, що під час подібних процесів відбувається сильний енергетичний перебіг з втратами на тепло, які можуть призвести до подальших руйнувань білкових структур клітин. За для захисту пацієнту до активних електродів підключають резистори високого рівня опору.

Сучасний аналізатор можливо реалізувати на основі ланцюгових розв'язувачів імпедансу AD5933, AD5940, AD5941. На основі їх технічних характеристик та рекомендацій для застосування можна простежити чіткий процес обрахунку імпедансу. В загальному випадку значення імпедансу (1.1) біологічного об'єкту визначається частотою прикладеного струму, номінальній величині імпедансу (1.2) та фазовим кутом зсуву (1.3).

$$Z = R + jX_C, \quad (1.1)$$

де R – складова опору, обумовлена загальною кількістю води в організмі, jX_C – реактивний опір, обумовлений ємністю мембран клітин.

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_C^2} \quad (1.2)$$

$$\varphi = \tan^{-1}\left(\frac{X_C}{R}\right) \quad (1.3)$$

Опір об'єкту дослідження визначається здебільшого його формою, яку можливо описати знаючи довжину та площу, типом матеріалу з його визначеним значенням питомого опору (1.4). Реактивний опір здебільшого визначається як

опір перепаду напруги на досліджуваному об'єкті і обернено пов'язана з частотою сигналу та ємністю (1.5):

$$R = \rho \cdot \frac{L}{S}, \quad (1.4)$$

$$X_C = \frac{1}{2\pi \cdot f \cdot C}, \quad (1.5)$$

де ρ – питомий опір, f – частота, C – загальна ємність, S – площа, L – довжина.

Загальна ємність відповідає за здатність «непровідного» об'єкту зберігати в собі електричні заряди. Ємність C визначається відношенням між диференційованою напругою об'єкту і струмом, що проходить через досліджуваний об'єкт, за одиницю часу (1.6):

$$C = \frac{dV(t)}{dt} / I(t), \quad (1.6)$$

де $dV(t)$ – диференційована напруга на об'єкті, $I(t)$ – струм, що подається для дослідження.

Головною метою біоімпедансометрії є визначення об'єму тіла та його складових компонент за допомогою основних засобів вимірювання електричного опору. Згідно наведених раніше формул можливо виконати перетворення (1.7):

$$V_b = \rho \cdot \frac{L^2}{R} \quad (1.7)$$

Згідно метрологічних досліджень для методу біоімпедансометрії властива велика кількість похибок, що сильно спотворюють кінцевий результат. Більшість медичних практик використовують змішаний тип діагностики, в якому застосовується декілька методів дослідження [3]. Наприклад, результати

біоімпедансного дослідження жирового вмісту організму отримують на основі лінійних регресійних залежностей, шляхом зіставлення з результатами вимірювання рентгенологічної денситометрії [5].

За джерелами виникнення похибки поділяються на методичні, інструментальні, зовнішні та суб'єктивні. Останні є наслідком помилок пов'язаними з діями оператора або пацієнта. Більшість виробників приладів мінімізує даний тип похибок за допомогою автоматизації процесів дослідження.

Досить високий вплив мають електричні та інструментальні похибки складових аналізаторів та допоміжної апаратури:

- похибки початкового калібрування пристрою;
- похибки аналого-цифрового перетворювачу та розрахунку;
- температурна та часова нестабільність значень струму генератору і параметрів тракту, що досліджується [3].

В розрахунок імпедансу та фазового зсуву слід включаючи температурну поправку, для AD5933 типова похибка опору з урахуванням температурного балансу системи $\approx 30 \cdot 10^{-6} / ^\circ \text{C}$, що становить мільйонну частку [6].

Кінцева точність вимірювання безпосередньо пов'язана з обраною методологією. Вибір моделі складу тіла відображає ціль та задачу дослідження біоімпедансу, розрізняють двох-, трьох- та чотирьох-компонентні моделі структури тіла. Головні компоненти і варіації моделей зображені на рисунку 1.1.

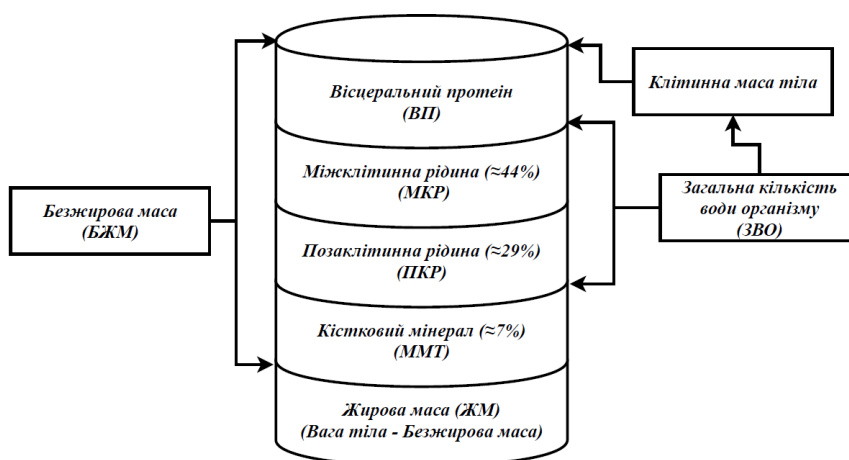


Рисунок 1.1 – Компоненти вмісту тіла та можливі варіації моделей аналізу [7]

Згідно рис.1.1 наглядним чином формуються наступні моделі:

- двокомпонентна модель «ЖМ-БЖМ»;
- трьох-компонентна модель «ЖТ-БЖМ-ЗВО»;
- чотирьох-компонентна модель «ЖМ-БЖМ-МКР-ПКР»;
- багатокomпонентна модель «ЖМ-БЖМ-МКР-ПКР-ММТ-ВП».

1.2 Аналіз методів-аналогів дослідження структури і вмісту тіла людини

Перш за все для дослідження доцільності використання імпедансного аналізу в якості діагностичного методу слід назвати та дослідити його прямих «конкурентів» та аналоги.

Безпосереднє дослідження внутрішньої складової організму відповідно до усіх моделей аналізу може відбуватись за рахунок великої кількості методів різної практичної складності та економічної вигідності. Найяскравішими представниками даної групи аналізу є рентгенівська денситометрія, магнітно-резонансна томографія, імпедансний аналіз, каліперометрія. Розвиток попиту методів дослідження складу тіла проілюстровано на рисунку 1.2 відповідно до часу їх винайдення.

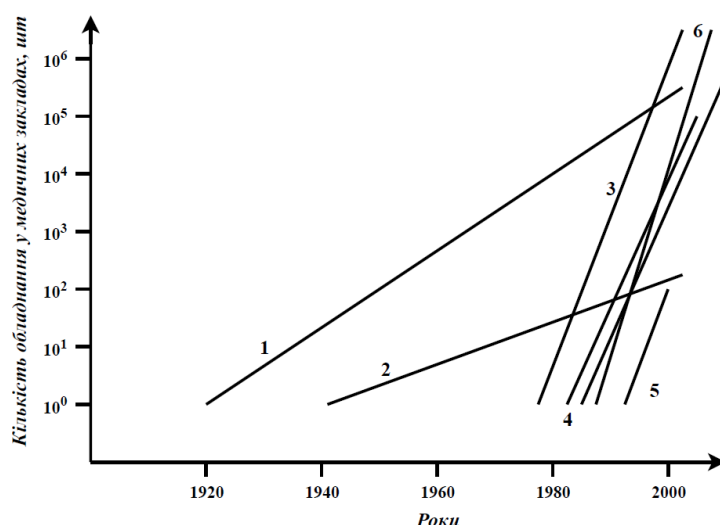


Рисунок 1.2 – Динаміка чисельності обладнання аналізу вмісту тіла за роками.

1 – каліперометрія, 2 – метод гідростатичного зважування; 3 – біоімпедансний аналіз; 4 – метод інфрачервоного відбиття; 5 – повітряна плетизмографія; 6 – рентгенівська денситометрія; 7 – комп’ютерна томографія.

До середини 1980-х років діагностика вмісту тіла була представлена здебільшого методами гідростатичного зважування та каліперометрії. Подальший розвиток та винайдення нових методів пов’язаний з стрімким розвитком природничо-фізичних наук [3].

1.2.1 Метод каліперометрії

Основним принципом методу є вимірювання шкірно-жирового прошарку людини на певних ділянках людського тіла за допомогою деякої жирової лінійки – каліпера.

Даний метод вважається одним з найперших, які почали широко використовуватись для знаходження жирової частки тіла. Метод гарно зарекомендував себе у спортивній медицині за рахунок своєї простоти. Точність вимірювання за допомогою таких жирових лінійок знаходиться в межах 3,5-4%, однак використовувати такий пристрій раціонально лише у випадках, коли індекс маси тіла пацієнта становить від 18,5 до 24,9 кг/м². Дослідження можливе лише для певних ділянок тіла: грудина, живіт, стегно – у випадках діагностики пацієнтів чоловічої статі; трицепс, клубова область, стегно – у випадках діагностики пацієнтів жіночої статі [8, 9]. Згідно методичних рекомендацій усі вимірювання проводяться по правій частині тіла, лише на сухій шкірі, а для формування найбільш точних результатів слід утворювати вибірку з не менш як 100 пробних досліджень для подальшого порівняння.

1.2.2 Метод гідростатичного зважування

Метод гідростатичного зважування вважався золотим стандартом у випадках дослідження двокомпонентної моделі, однак з розвитком біофізичних методів, таких як БІА та денситометрія, тенденції вимірювання та методологія різко змінились [3]. Заздалегідь вимірявши вагу тіла в стандартних умовах та умовах часткового занурення можливо отримати відомості щодо кількості жиру в організмі. На жаль, даний метод не є практичним, оскільки тривалість процедури дослідження може бути більшою за годину і можливість занурення дітей, літніх людей та пацієнтів з вадами опорно-рухового комплексу ускладнена. Метод дає можливість додатково проводити вимірювання залишкового об'єму повітря в легенях. Середня величина розкиду результатів оцінки процентного вмісту жиру в організмі для послідовних вимірювань не перевищує 2,5%. Точність напряду залежить від зросту та фізичної підготовки індивідів, оскільки метод передбачає, що щільність безжирової маси тіла у всіх представників окремої популяції однакова [8].

1.2.3 Метод інфрачервоного відбиття

Метод інфрачервоного відбиття заснований на реєстрації відмінностей спектральних характеристик поглинання електромагнітного випромінювання різними типами біологічних тканин. Методика дозволяє оцінити відносну ємність води в організмі та за допомогою програмного забезпечення дає можливість визначити на основі рівнянь кількісної регресії залежність оптичної щільності об'єкту з відсотковим складом жиру організму [10]. Середньоквадратичне відхилення результатів визначення відсотку жирової маси

тіла методом інфрачервоного відбиття становить 3,7-6,3% від результатів денситометрії. Існує залежність: чим більша вага досліджуваного пацієнту, тим більшу похибку видає прилад. До того ж використання даного типу інфрачервоних аналізаторів абсолютно нераціональне для жінок африканського походження та темного відтінку шкіри [11]. Метод доцільно застосовувати лише для двокомпонентної моделі та популяцій з заздалегідь відомими коефіцієнтами поглинання шкірного прошарку тіла.

1.2.4 Рентгенівська денситометрія

Денситометричний аналіз (DEXA) за допомогою рентгенівського випромінювання вважається еталоном для оцінки мінеральної складової маси тіла та несе досить точні відомості щодо відсоткового розподілення жирової та безжирової маси [12]. Метод розглядає дослідження організму в якості трикомпонентної моделі та широко використовується для профілактики травматизму опорно-рухового апарату і діагностики остеопорозу – метаболічного захворювання скелету, що характеризується зниженням кісткової маси та порушенням мікро-архітекτονіки кісткової тканини [11]. За даними ВОЗ, частота захворюваності остеопорозом займає четверте місце у світі серед неінфекційних захворювань, посуваючись лише серцево-судинним, онкологічним захворювання та цукровому діабету [6]. Особливості взаємодії рентгенівського випромінювання з кістковою, жировою та іншими тканинами організму обумовлені відмінностями їх фізико-хімічних властивостей. Інтенсивність рентгенівського випромінювання на виході діагностичної системи визначається товщиною, щільністю і хімічним складом досліджуваного об'єкту. Загальна похибка оцінки мінеральної складової лежить у межах 1%, а аналіз відсоткової частки жиру – 2-4% [3,6]. До ключових переваг методу відносять:

- відносна безпека методу, мінімальний ризик для здоров'я;
- можливість одночасного вимірювання декількох компонент складу тіла, в загальному випадку метод передбачає аналіз трьох-компонентної моделі;
- мінімальний вплив дій оператора та пацієнту на похибку вимірювання.

1.3 Доцільність використання методу біоімпедансометрії в якості аналізу структури тіла людини

Для дослідження доцільності використання біоімпедансного аналізу слід звернутися до методології аналогічних методів та розглянути вимірювані ними показники, досліджувані моделі складу тіла, економічні затрати на придбання та експлуатацію приладів для медичних закладів.

На основі досліджуваних характеристик вмісту тіла, які аналізуються за допомогою різних існуючих методів, можливо побудувати таблицю 1.1 [3].

Таблиця 1.1 – Основні характеристики вмісту тіла, що досліджуються методами [3]

Показник Метод	БМТ	ЖМТ	ММТ	ЗВО	ПКР	КР	КМТ
Каліперометрія	+	+					
Одночастотний БІА	+	+					+
Багаточастотний БІА	+	+		+	+	+	+
РКТ, МРТ	+	+					
Рентгенологічна денситометрія	+	+	+				
Методи розведення				+	+	+	

Таким чином імпедансометрія з використанням багаточастотного аналізу дозволяє досліджувати великий ряд кількісних показників для багатокомпонентної моделі. Завдяки біоімпедансному аналізатору можливо визначити: безжирову масу тіла (БМТ), жирову масу тіла (ЖМТ), загальну воду організму (ЗВО), кількість клітинної та позаклітинної рідин (КР та ПКР).

Метод багаточастотного аналізу вважається досить точним, похибка у порівнянні з DEXA лежить в межах 3-6%, що входить в допустимі границі [13,14]. Важливим показником в раціональності використання діагностичного методу є відтворюваність. Результати вимірювань відсотку жиру тіла за допомогою біоімпедансного аналізу та рентгенологічної денситометрії в умовах великої вибірки наведені у таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Виміряні відсотки жиру за допомогою обох методів [15]

Метод	Загалом (n=711)	Респонденти чоловічої статі (n=412)	Респонденти жіночої статі (n=299)
Біоімпедансний аналіз	22.54 ± 9.48 (5.5, 48.7)	17.24 ± 6.53 (5.5, 36.9)	29.85 ± 7.93 (11.7, 48,7)
Рентгенологічна денситометрія	26.26 ± 11.18 (5.1, 55.6)	20.89 ± 9.05 (5.1, 41.0)	33.66 ± 9.49 (10.6, 56,6)

У респондентів чоловічої та жіночої статі, за винятком суб'єктів із ожирінням, метод біоімпедансного аналізу вказує на менші показники ніж еталонний метод. Відмінності між результатами методів значно зростають з рівнем ожиріння респондентів. Біоімпедансний аналіз повноцінно відображає тенденцію згідно денситометрії в межах нормального індексу маси тіла, методи мають дуже високий рівень кореляції для оцінки процентного вмісту жиру в організмі та можуть бути взаємозамінні [15].

Результати порівняння біоімпедансного аналізу з методами каліперометрії та денситометрії, в якості методів знаходження загального відсотку жиру тіла, для пацієнтів з різною стадією хронічної ниркової недостатності наведені у таблиці 1.3.

Таблиця 1.3 – Вимірювання відсотку жиру тіла за допомогою різних методів у пацієнтів з хронічною нирковою недостатністю [5]

Метод	Стадія HD (n=48)	Стадія PreD (n=61)	Стадія Control (n=33)
Каліперометрія	26.5 ± 9.1	31.8 ± 8.4	32.9 ± 8.6
Рентгенологічна денситометрія	27.2 ± 9.0	31.2 ± 7.8	31.0 ± 8.6
Біоімпедансний аналіз	34.7 ± 11.6	37.3 ± 8.6	35.7 ± 9.0

Різниця між вимірюваннями методів каліперометрії та денситометрії становить 1.99 ± 3.65 , причому біоімпедансометрія має дещо гірший результат 4.7 ± 4.09 . Такий розкид не є бажаним, однак можливість вимірювання показників багатокомпонентної моделі переважають усі недоліки точності. Метод широко використовується серед хворих на ниркову недостатність, оскільки тільки він з наведених методів має можливість оцінювати комплексний стан водневого середовища організму [5].

З економічної точки зору застосування методу рентгенологічної денситометрії в спортивно-оздоровчих закладах для аналізу трьох-компонентної моделі є не раціональним, оскільки вартість такого обладнання значно більша у порівнянні з каліперометром та біоімпедансним аналізатором, навіть незважаючи на існуючу похибку їх вимірювання.

1.4 Біоімпедансометрія як засіб контролю життєздатності біологічних тканин

Будь-яка дія електричного струму на біологічний об'єкт супроводжується явищем поляризації, яке підвищує можливість пошкоджуючої дії на клітини та вносить додаткові труднощі в знаходження питомого опору. На даний момент відомо, що: опір біологічних об'єктів для змінного струму нижчий, аніж для постійного, опір не залежить від величини струму, якщо вона нижче за фізіологічну норму, опір біологічних об'єктів на одній частоті струму незмінний, якщо не змінюються фізіологічні особливості об'єкту, опір стрімко падає, якщо помітні фізіологічні зміни, які є початком процесів відмирання тканин [16].

Встановлено, що з ростом частоти струму електропровідність тканин зростає – явище дисперсії електропровідності. Для біологічних об'єктів вона лежить в межах $10^2 - 10^8$ Гц.

					БП61.03.2505.1191	20
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Для оцінки стану тканин вводиться безрозмірна величина – коефіцієнт життєздатності (1.8), що відображає дисперсійні характеристики електропровідності тканин у живих об'єктів:

$$K = R_{10^4} / R_{10^6}, \quad (1.8)$$

де R_{10^4} – опір при частоті струму 10^4 Гц, R_{10^6} – опір на частоті струму 10^6 Гц.

Якщо значення коефіцієнту життєздатності тканини прямує до одиниці, то це означає що тканина не є життєздатною та потребує хірургічного втручання. Найбільш інформативним діапазоном частот для дослідження життєздатності тканин є частоти в межах від 2 кГц до 100 кГц. Особливістю явища дисперсії електропровідності клітин і тканин є результат зменшення ємнісної складової опору при збільшенні частоти змінного струму [17].

Явище дисперсії електропровідності клітин може використовуватись під час електрохірургічних втручань, оскільки використанню височастотного струму властиві термічні ушкодження м'яких тканин. На рисунку 1.3 представлено схематичне розміщення стандартної біполярної схеми вимірювання імпедансу під час електрохірургії.

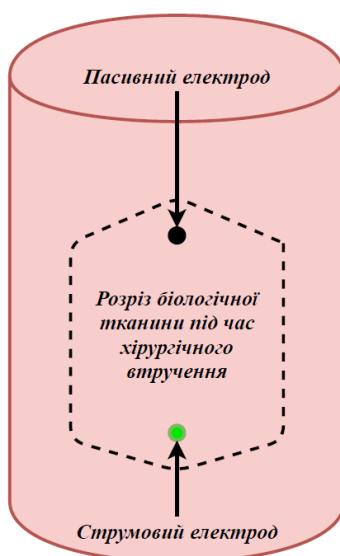


Рисунок 1.3 – Схематичне розміщення електродів під час хірургії

Більшість біоімпедансних установок на змінному струмі представлені на основі зрівноважених мостових схем, точність яких обмежується похибкою еталонного опору. Недоліком таких схем є нездатність проводити моніторинг швидкоплинних процесів [16].

Висновки до розділу 1

В даному розділі було проаналізовано літературні джерела відповідно до яких були представлені біофізичні особливості вимірювання імпедансу біологічного об'єкту, компонентні моделі тіла людини та методи-аналоги. Проаналізовано декілька досліджень, результати яких довели, що розраховані відсоткові показники вмісту жиру тіла людини дуже близькі до результатів золотого стандарту денситометрії.

Встановлено, що вимірювання біоімпедансу також є доцільним під час електрохірургічних втручань, оскільки дає можливість контролювати температурний вплив високочастотного електричного струму на тканини та оцінювати її поточну життєздатність.

фільтрується за допомогою фільтру високих частот та подається через транс-кондуктивний операційний підсилювач, що являє собою перетворювач типу напруга-струм и характеризується внутрішньою крутизною характеристик G_m , до активних струмових електродів 1,2.

Реєстрація сигналу, що пройшов через деякий біологічний об'єкт, реалізована за допомогою пасивних електродів вимірювання 3 і 4, інструментального підсилювача та дільника напруги, для утворення сигналу 2.5 В, за для адекватного сприйняття сигналу та аналізу 12-розрядним аналого-цифровим перетворювачем блоку AD5933 [6].

Усі отримані результати та стан заряду автономного джерела живлення виводяться на блок індикації – LCD-дисплей.

Система автономного живлення такого приладу може бути реалізована двома способами:

- використання Li-ion акумулятора форм-фактору 18-650 та конвертора підвищення напруги DC/DC до стабілізованого рівня 5 В, за для досягнення рівня паспортних напруг живлення електричних компонентів приладу (прийом стабілізованої напруги 5 В реалізується підключенням до 27 піну);
- використання батарейки типу «Крона» (6F22), яка живить Arduino Nano в робочому діапазоні напруги 7 – 12 В.

2.1.1 Реалізація системи автономного живлення за допомогою Li-ion акумулятора

Принципова реалізація такої схеми відбувається за рахунок конвертору підвищення Robotdyn DC 0,9 to 5 V та Li-ion акумулятора Samsung 26J номінальною напругою 3.7 В та ємністю 2550 мАг (рис. 2.2).

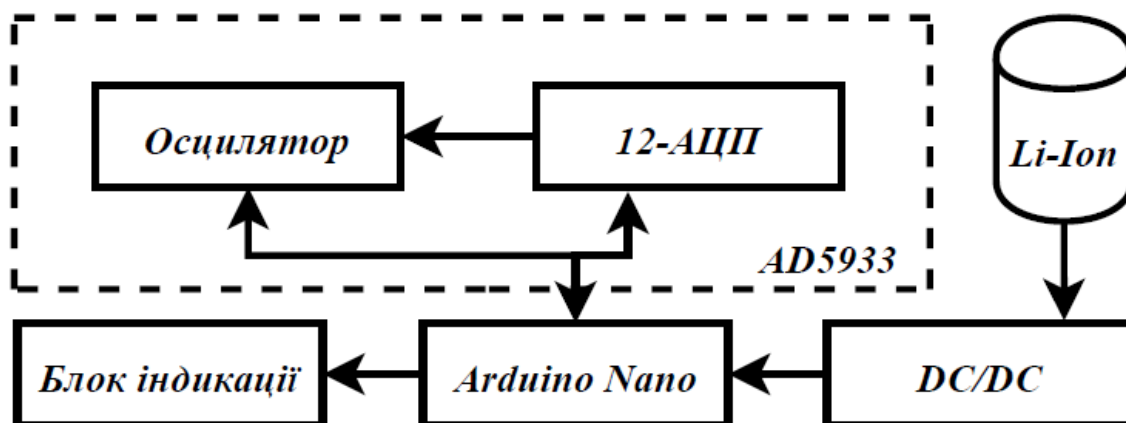


Рисунок 2.2 – Структурна схема системи забезпечення живлення за рахунок Li-ion акумуляторів

Технічні характеристики кожного з них приведені у табл. 2.1 та табл. 2.2. Конвертор напруги дозволяє живити пристрій за допомогою вмонтованого в себе порту USB (рис.2.3). Таке конструктивне рішення дає змогу зняти загальне навантаження з мікроконтролеру Arduino Nano та забезпечити прилад робочою напругою живлення через стандартні 5-вольтові блоки зарядки. До того ж особливістю конвертору є можливість переключення поточного джерела живлення відповідно до відомостей про рівень його напруги, це означає, що в разі збоїв стаціонарної мережі живлення конвертор автоматично переключиться на акумулятор [18].



Рисунок 2.3 – Конвертор підвищення напруги Robotdyn 0,9 to 5 V

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики конвертору підвищення напруги Robotdyn [18]

Характеристика	Величина
Діапазон вхідної напруги, В	0,9 ... 5
Вихідна напруга, В	5
Вихідний струм, мА	500
Коефіцієнт корисної дії, %	94

Акумулятор Samsung виконаний у форм-факторів 18650, є найбільш розповсюдженим та використовується, як структурна одиниця акумулятору ноутбука (рис. 2.4). Дана модель не має захисту від падіння внутрішньої напруги, його можливо реалізувати програмним кодом за допомогою мікроконтролеру Arduino Nano, який перериває живлення і вимикає аналізатор [19].



Рисунок 2.4 – Акумулятор Li-ion Samsung 26J

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики Samsung ICR18650-26J

Характеристика	Величина
Форм-фактор	18-650
Ємність, мАг	2550
Номінальна напруга, В	3,7
повний заряд, В	4,2
повний розряд, В	2,75
Максимальний струм розрядки, А	5,2
Кількість циклів заряд/розряд	400

Завдяки наведеним технічним характеристикам можливо розрахувати приблизний час роботи біоімпедансного аналізатору за рахунок живлення від Li-ion акумулятору.

$$t = 0,7 \cdot \frac{\eta \cdot U \cdot C}{P}, \quad (2.1)$$

де η – це коефіцієнт корисної дії конвертору напруги, U – напруга джерела живлення, C – ємність конденсатору, P – споживана потужність приладу, коефіцієнт 0,7 відповідає глибині розряду акумулятору до 30% [20].

$$t = 0,7 \cdot \frac{0,94 \cdot 3,7 \cdot 2,55}{0,5} = 12,41 \text{ год.}$$

Згідно формули (2.1) час автономної роботи за рахунок такого конвертору напруги та батарейки Samsung 26J становить 12 годин 23 хвилини. Однак розраховане значення є лише теоретичним, оскільки загальна споживана потужність приладу розрахована з номінальних значень напруги та струмів його компонентів. Реальний час роботи залежить безпосередньо від реальних навантажень на пристрій та зовнішніх умов середовища експлуатації.

2.1.2 Реалізація системи автономного живлення за допомогою 6F22

Принципова схема реалізації живлення аналізатору за допомогою крони (6F22) представлена на рисунку 2.5. Піни Ground та Vin мають змогу живитися від напруги 7 В – 12 В. Головним недоліком такого автономного джерела є мала ємність батарейки – 600 мАг, а враховуючи загальну споживану потужність приладу, час автономної роботи є меншим ніж при використанні форм-фактору 18-650.

Використання такої схеми є раціональним у випадках повного стаціонарного використання. Загальний габаритний розмір при використанні батарейки типу 6F22 суттєво зменшується, що робить прилад компактнішим.

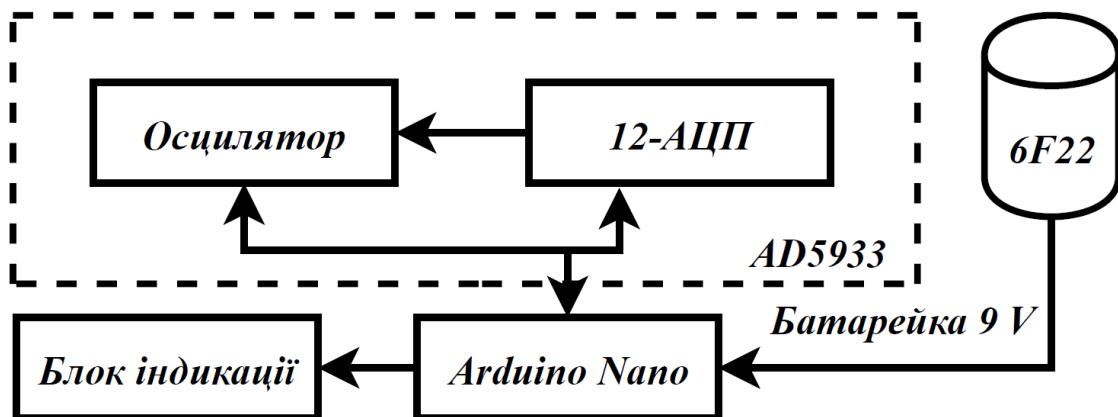


Рисунок 2.5 – Структурна схема організації живлення 6F22

Рекомендованим для використання є акумулятор форм-фактору «Крона» (6F22) Westinghouse 600 мАг, використання якого не потребує жодного конвертору або зовнішнього стабілізатору напруги [21].



Рисунок 2.6 – Зовнішній вигляд Li-ion Westinghouse 600 мАг (6F22)

Технічні характеристики акумуляторної батареї наведені в таблиці 2.2. Можливе використання одноразових батарейок форм-фактору «Крона», однак подібні дії є економічно нераціональними.

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики Westinghouse 600 мАг [21]

Характеристика	Величина
Форм-фактор	«Крона» (6F22)
Ємність, мАг	600
Номінальна напруга, В	9
робоча напруга, В	7,4
Кількість циклів заряд/розряд	1500

Відповідно формули (2.1) та технічних характеристик Westinghouse розрахуємо час автономної роботи біоімпедансного аналізатору:

$$t = 0,7 \cdot \frac{0,85 \cdot 9 \cdot 0,6}{0,5} = 6,50 \text{ год.}$$

Теоретичний час автономної роботи за нормальних умов навантаження становить 6 годин 30 хвилин.

2.2 Проектування принципів електричних схем каналів збудження тканини та реєстрації імпедансу біосередовища

Відповідно до загальноприйнятої методології проведення біоімпедансного аналізу дослідження відбувається за рахунок збудження біологічного

середовища. За допомогою активного струмового каналу з подальшою реєстрацією змін напруги на пасивному каналі вимірювання.

Проектований пристрій реалізований на AD5933, що дає змогу за допомогою програмного коду проводити варіативний багаточастотний аналіз з максимальною частотою до 100 кГц [6]. Принципова схема активного каналу представлена електричними компонентами, які модифікують сигнал збудження, що виходить з піну Vout AD5933 з напругою 2 В та частотою 50 кГц (рис. 2.7)

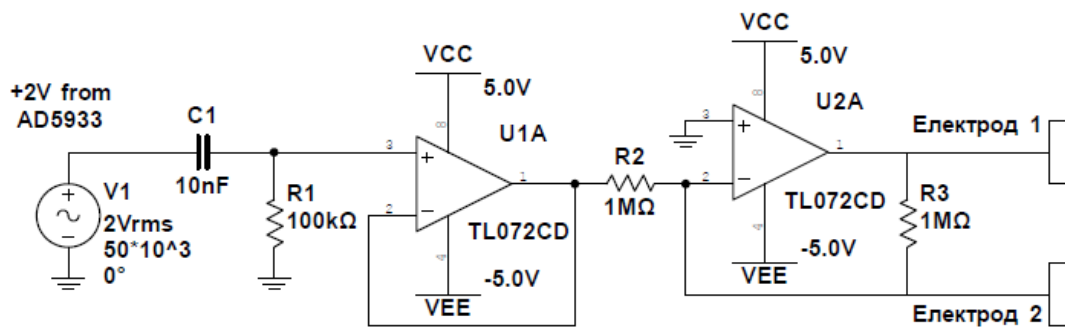


Рисунок 2.7 – Принципова електрична схема активного каналу біоімпедансного аналізатору у середовищі Ni Multisim 14.2 [22]

Оскільки AD5933 немає в жодній із бібліотек чи емуляторів електричних схем, сигнал, який він генерує, може моделюватися за допомогою генератору змінного синусоїдального сигналу з частотою 50 кГц. У даній схемі використовується RC-фільтр високих частот, щоб зменшити вплив внутрішніх шумів на частотах нижче діапазону розгортки. Схема виконана на основі повторювача напруги, що представлений операційним підсилювачем TL072CD, і використовується за для зменшення опору навантаження резистору R2 на RC-фільтр та забезпечення точності фільтрування [23]. На резисторі R2 струм в даній конфігурації лежить в межах 1-2 мкА. Активні електроди підключаються до негативної клеми другого операційного підсилювача TL072CD та стандартного виходу цього ж підсилювача. Операційний підсилювач U2A використовується в якості транскондуктивного підсилювача, що підвищує рівень струму на виході. Опір резистора R3 відповідає за захист біологічних об'єктів від надлишкового струму на виході операційного підсилювача.

Перевірка значення струму на першому струмовому електродів відбувається завдяки підключення змінного мультиметру на вихід з транскондуктивного операційного підсилювача TL072CD. Таким чином струм на першому активному електроді дорівнює 25 мА, що відповідає загальноприйнятим нормам (рис. 2.8).

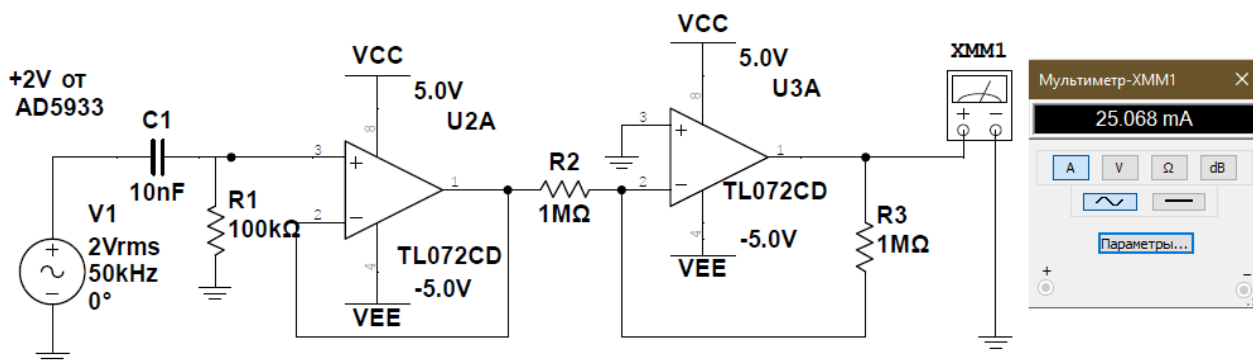


Рисунок 2.8 – Перевірка струму на першому активному електроді

За для перевірки рівня струму на другому електроді, слід підключити мультиметр до негативної клемі цього ж підсилювача. З рисунку 2.9 бачимо, що струм на другому електроді 2 мкА, що сформований електричними компонентами без підсилення.

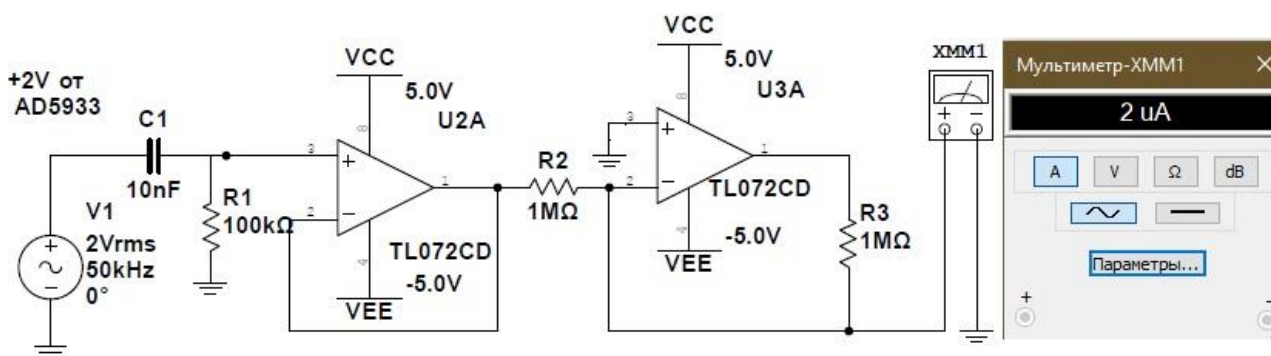


Рисунок 2.9 – Перевірка значення струму на другому активному електроді

Канал вимірювання починається з вимірювальних електродів 3 та 4, що розміщуються на біологічному об'єкті по парно з струмовими електродами 1 та 2. Принципова електрична схема каналу вимірювання представлена на рисунку 2.10.

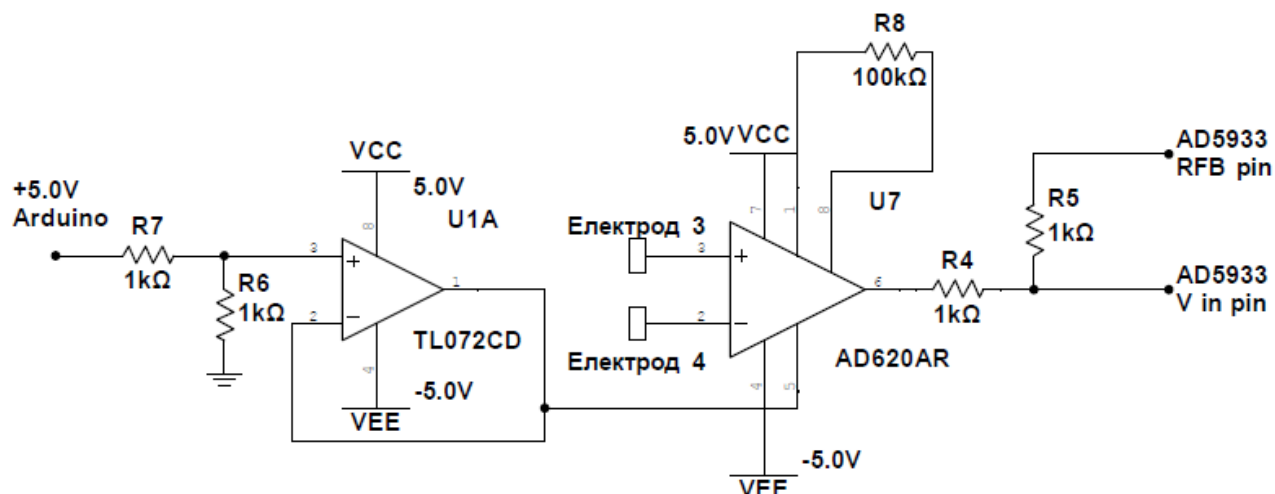


Рисунок 2.10 – Принципова електрична схема пасивного каналу реєстрації біоімпедансного аналізатору у середовищі Ni Multisim 14.2

Головною умовою адекватної роботи пристрою є подача тільки позитивної напруги в районі +2.5 В на пін Vin AD5933 [6]. Серцем вимірювального каналу є інструментальний підсилювач AD620AR, який реалізує програмоване підсилення сигналів, що поступають на його входи +IN та -IN (рис.2.11). Найчастіше його використовують для реалізації вимірювання ЕКГ та ЕЕГ [23].

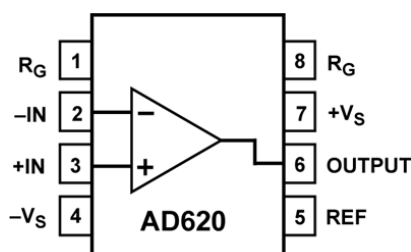


Рисунок 2.11 – Схематичне зображення інструментального підсилювача AD620 в даташиті [24]

Потенціали, що подаються на входи +IN та -IN підсилювача відносно нуля схеми повинні мати величину в тих же межах, що і потенціали його джерела живлення. В схемах ЕКГ для того, щоб потенціали з тіла людини були в тих самих межах, що і потенціали джерела живлення, нульова точка джерела живлення підключається за допомогою референтних електродів до правої ноги пацієнта. В результаті чого на тілі людини будуть коливатись потенціали в межах

нульової точки джерела живлення підсилювача, а значить будуть потрапляти в діапазон, наприклад, $+V_s = -1.2 \text{ В}$, $-V_s = +1.9 \text{ В}$.

Інструментальний підсилювач також має вхід опорного сигналу на який необхідно подавати нульовий потенціал схеми, для налаштування рівню сигналу на виході OUTPUT. Причому подавати на вхід REF нульовий потенціал потрібно від джерела з мінімальним вихідним опором. В більшості випадків для цього використовують операційний підсилювач TL072, що підключений у конфігурації повторювача напруги, у якого вихідний опір близьиться до нуля, а вхідний навпаки прямує до великих чисел. До позитивного входу операційного підсилювача TL072CD підключений сигнал живлення $+5 \text{ В}$ від Arduino Nano, який заздалегідь конфігурований дільником напруги R6-R7 [24, 25].

Входи R_G (1 та 8) використовуються для безпосереднього налаштування коефіцієнту підсилення за формулою:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1, \quad (2.2)$$

де R_G – опір резистора R8 на схемі, зображеній на рис. 2.8.

Розрахований коефіцієнт підсилення:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{100 \text{ k}\Omega} + 1 = 0.494 + 1 \approx 1.5.$$

Для перевірки працездатності схеми на етапі проектування електричних схем слід підключити 4-х каналний осцилограф. Під працездатністю схеми розуміється отримання сигналу, що не змінює своєї полярності і формується на рівні $+2.5 \text{ В}$ синусоїдальною формою (рис. 2.12). На вимірювальні електроди подаємо деякі сигнали синусоїдної форми з різними номінальними напругами, згідно технічних рекомендацій до тестування працездатності інструментального підсилювача AD620 [25].

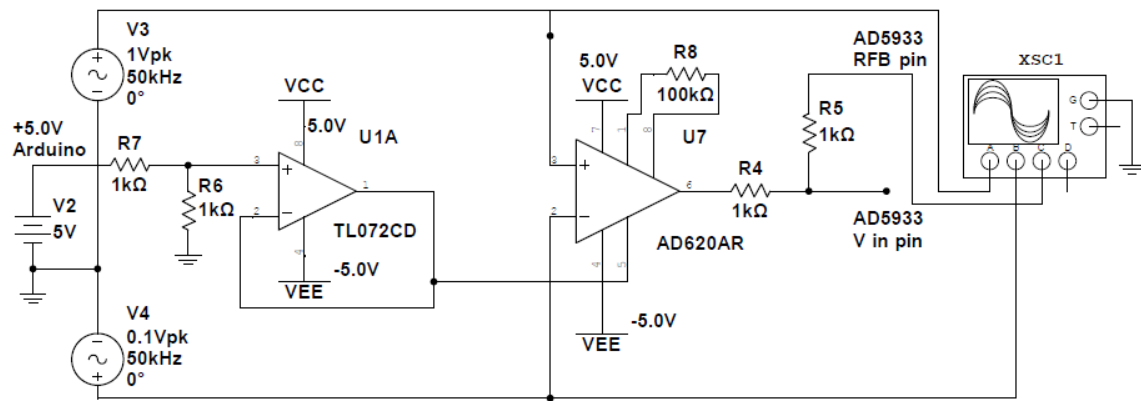


Рисунок 2.12 – Схема перевірки рівня напруги на вихідних пінах

Для більш чіткого розуміння процесів підключаємо генератори синусоїдальних сигналів до осцилографів на канали А та В. Підсилений сигнал від інструментального підсилювача та сформований дільником напруги R4-R5 подається на канал С.

Результати дослідження роботи та монітор осцилографу приведені на рисунку 2.13. Повзунки вимірювання розміщені на каналі С. Сигнал, що подається на вхід осцилографу В є дуже малим по амплітуді.

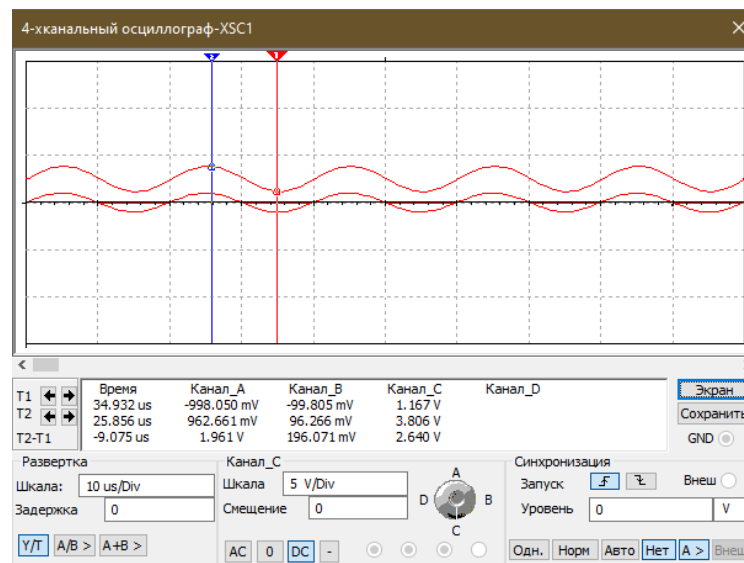


Рисунок 2.13 – Екран осцилографу з перевіркою рівня напруги на виході каналу реєстрації

Згідно рисунку 2.13 бачимо, що амплітуда сигналу є підсиленою приблизно в півтори рази, а відносний нуль сигналу та зміна полярності

змістилися до опорного рівня +2.5 В, який формований дільником R6-R7 та повторювачем напруги на операційному підсилювачі TL072.

2.3 Побудова друкованої плати приладу у середовищі DipTrace

Для побудови друкованої плати було використано програмне середовище DipTrace 3.1 зі вмонтованими бібліотеками 3D-моделей електричних компонент. Першим кроком для створення друкованої плати є побудова принципової схеми біоімпедансного аналізатору, що зображена на рисунку 2.14.

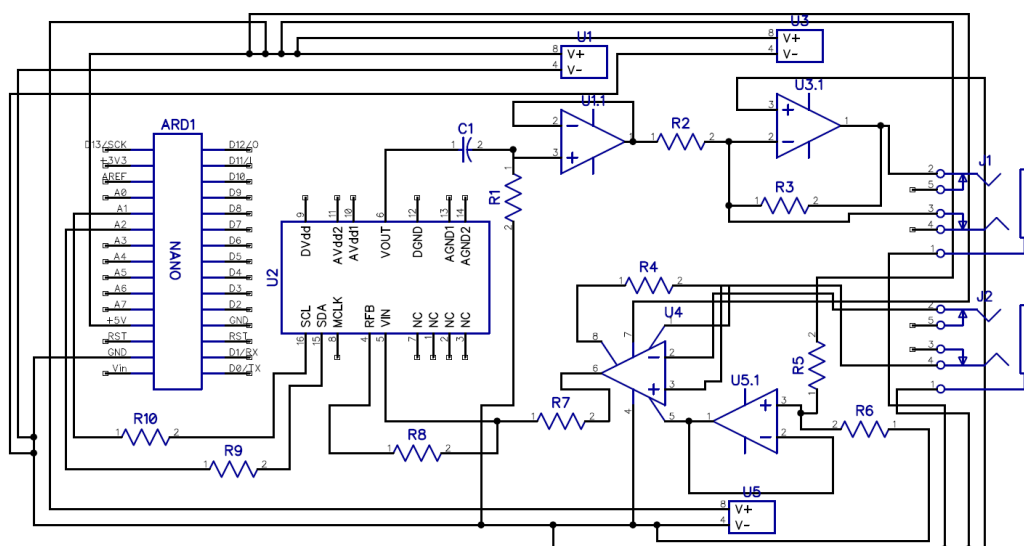


Рисунок 2.14 – Принципова електрична схема біоімпедансного аналізатору з двома mini-jack 3.5 mm та Arduino Nano

Принципова схема складається з двох каналів вимірювань, що були раніше представлені на рисунках 2.7 і 2.10, та двох стандартних аудіо-роз'ємів mini-jack 3.5 mm, які використовуються за попарного підключення електродів. Ключовою особливістю підключення AD5933 до мікроконтролеру Arduino Nano є використання 10 кОм резисторів на портах SCL та SDA.

Наступним кроком проектування є перетворення принципової схеми у РСВ-проект за допомогою вмонтованих схемотехнічних правил. Основною

задачею на даному етапі є компактне розміщення структурних елементів на платі для вдалого автоматичного трасування. Результат трасування представлений на рисунку 2.15.

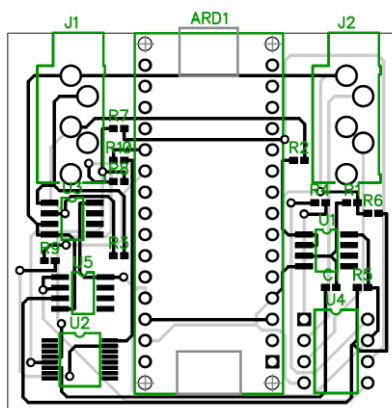


Рисунок 2.15 – Друкована плата біоімпедансного аналізатору за допомогою середовища DipTrace

За допомогою вмонтованих бібліотек 3D-моделей можливо створити орієнтовний трьох-вимірний вигляд спроектованої друкованої плати, який в подальшій роботі використовуватиметься для проектування корпусу у середовищі SolidWorks (рис. 2.16).

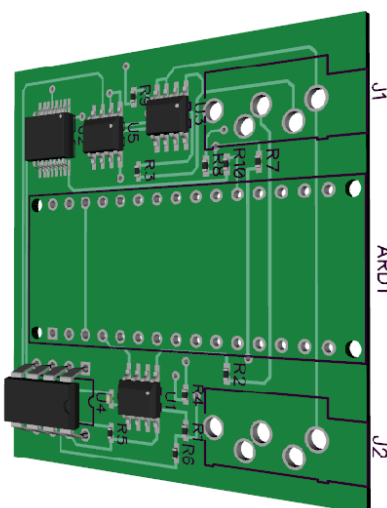


Рисунок 2.16 – 3D-модель спроектованої друкованої плати за автоматичним трасуванням

Щоб перенести дану 3D-модель у середовище SolidWorks слід виконати експортування файлу в формат STEP або VRML. Версії SolidWorks 2018-2020

автоматично редагують файл зі збереженими розмірами плати для подальшої роботи у власному середовищі [26].

2.4 Створення 3D-моделі пристрою та його внутрішньої структури

3D-модель біоімпедансного аналізатору проектується з тих розумінь, що в подальшій модернізації корпусу пристрій може зазнати критичних змін. Реальні габаритні розміри можуть дуже сильно варіюватися, оскільки вони напряду залежать від використаного типу та кількості акумуляторів. У подальшій роботі розміри приладу не наводяться. Спроектowana модель складається з верхньої кришки (рис.2.17) , яка містить у собі:

- 5 отворів під кнопки управління діаметром 8 мм;
- отвір під клейку дисплею LCD1602A;

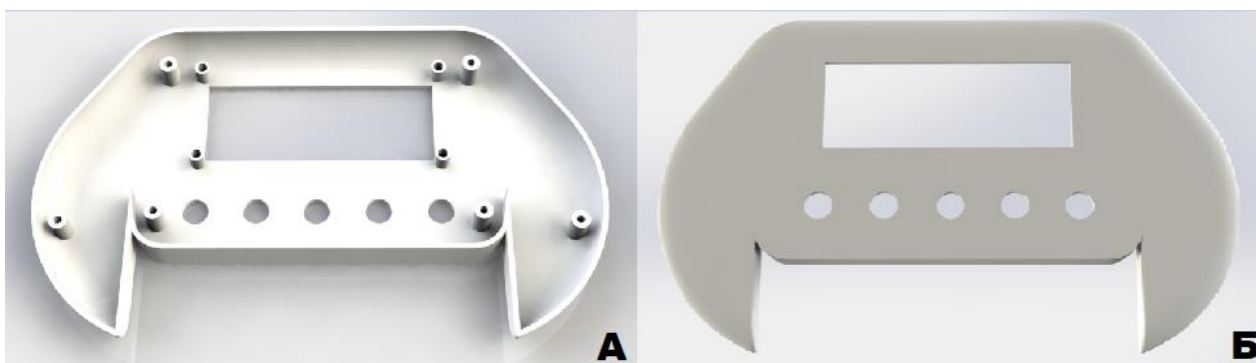


Рисунок 2.17 – Верхня кришка біоімпедансного аналізатору: А – зовнішній вигляд ззаду, Б – вид спереду

З тильної сторони кришки знаходяться ребра жорсткості, які також слугують елементами кріплення з нижньою частиною приладу (рис. 2.17 А).

Нижня частина приладу представлена корпусом, що містить у собі карман для батареї та вирізані отвори під стандартні роз'єми mini-jack та micro-usb (рис.2.18).

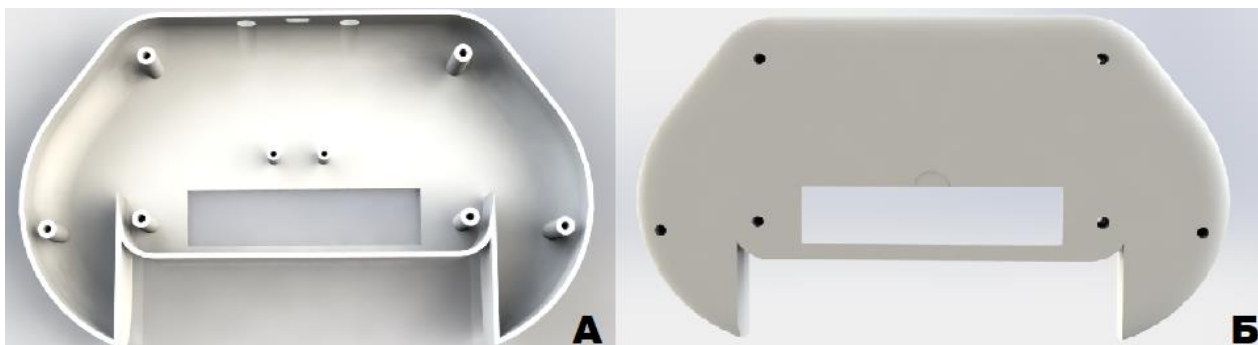


Рисунок 2.18 – Нижня частина аналізатору: А – вид зверху, Б – вид знизу

Відповідно до розробленої друкованої плати та описаних раніше компонентів структурних схем було спроектовано 3D-модель приладу, зображену на рисунку 2.19. Кромки та ручки приладу є закругленими для комфортної та безпечної експлуатації.

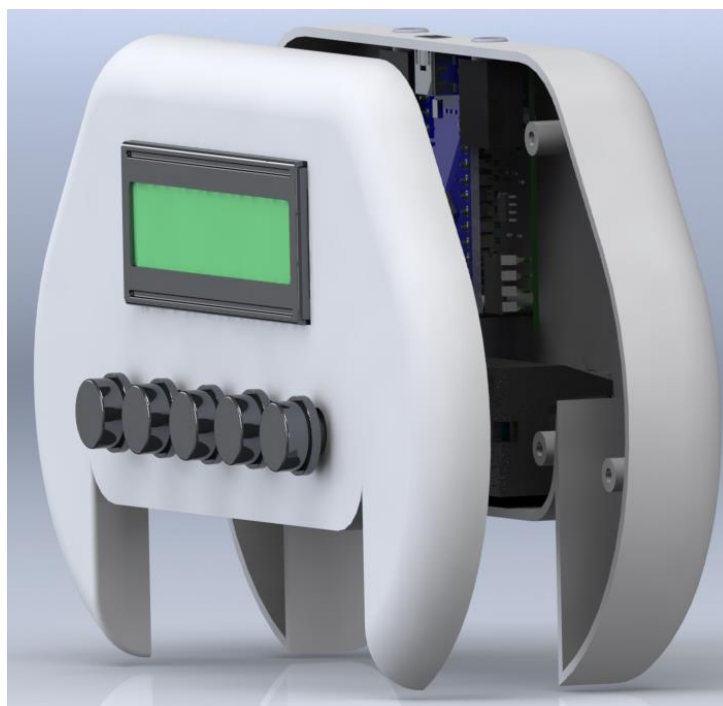


Рисунок 2.19 – Зовнішній вигляд спроектованого біоімпедансного аналізатору

В якості матеріалів корпусу використовується поліетилен, який не реагує з лугами будь-якої концентрації, кислотами і основними солями, органічними і неорганічними кислотами, не є токсичним у твердому стані та має гарні електроізоляційні властивості.

2.5 Використання тетраполярного аналізатору як засіб для оцінки життєздатності біологічних тканин.

Контроль життєздатності стає можливий завдяки генерації дисперсійного сигналу генератором AD5933 в діапазоні частот від 1 кГц до 100 кГц. Схематичне зображення та принцип вимірювання наведений на рисунку 2.20.

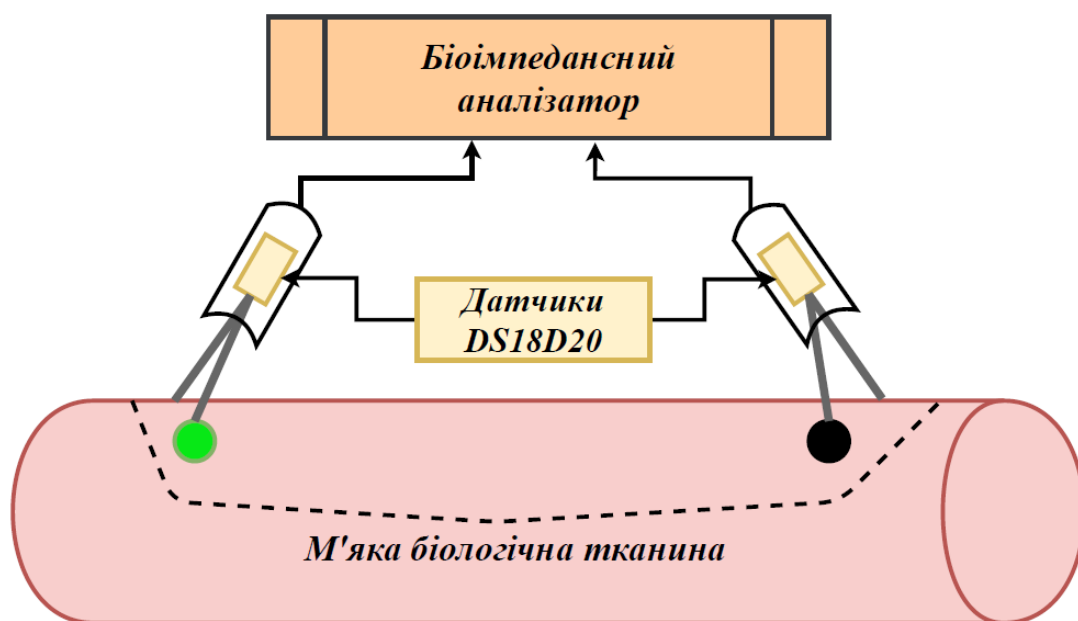


Рисунок 2.20 – Схематичне зображення процесу контролю життєздатності тканин

Вимірювання імпедансу безпосередньо пов'язане з контролем поточного температурного рівня біологічної тканини за допомогою вмонтованих в кожну пару електродів цифрових датчиків температури DS18D20 (рис 2.21). Згідно рисунку 2.16 даний датчик розміщується в середині біполярних пінцетних електродів, з високою теплопровідністю.



Рисунок 2.21 – Зовнішній вигляд датчика температури DS18D20 [27]

Датчик температури проводить вимірювання в широкому діапазоні: -50°C – $+125^{\circ}\text{C}$. Цифровий код, що зчитується з приладу, є кодом безпосередньо виміряного значення температури і не потребує додаткових перетворюючих програмувань. Програмована користувачем роздільна здатність вбудованого в датчик АЦП може буди змінена в діапазоні від 9 до 12 розрядів вихідного коду. Абсолютна похибка перетворення $<0.5^{\circ}\text{C}$ в діапазоні температур -10°C – $+85^{\circ}\text{C}$ [27]. DS18D20 головним чином використовується для впровадження температурних поправок робочої (вимірювальної) зони аналізатору.

Оскільки температурні датчики знаходяться в середині корпусу (основи) електродних пінцетів слід використовувати матеріали високої теплопровідності, для точної та швидкої передачі температурних рівнів досліджуваної зони. Застосування вмонтованих в електроди термометрів зменшить ризик біологічного зараження та метрологічну похибку. Реалізовані сьогодні прилади застосовують датчики, що знаходяться в середині самого аналізатору та вимірюють температуру, сформовану зовнішнім середовищем приміщення в якому вони експлуатуються. Більшість електродів виготовлені з хлориду срібла, однак його рівень теплопередачі не є достатнім для швидкої передачі тепла. Застосування напилення графену на срібні електроди частково вирішує дану проблему, збільшуючи рівень теплопровідності до 20% без суттєвих змін в електропровідності змішаного матеріалу [28, 29].

Вимірювання імпедансу відбувається за допомогою тетраполярного підключення електродів до досліджуваної ділянки (рис 2.22). У даній схемі використовуються двоканальні пінцетні електроди, в яких одна головка відповідає за подачу зондуємого дисперсійного струму, а інша – реєстрацію рівня напруги на біологічному об'єкті. Застосовані сьогодні біоімпедансні аналізатори в електрохірургії не є автономними пристроями, а безпосередньо вмонтовані в електрохірургічні установки (скальпелі) та проводять вимірювання при високих температурах, що утворені високими частотами.

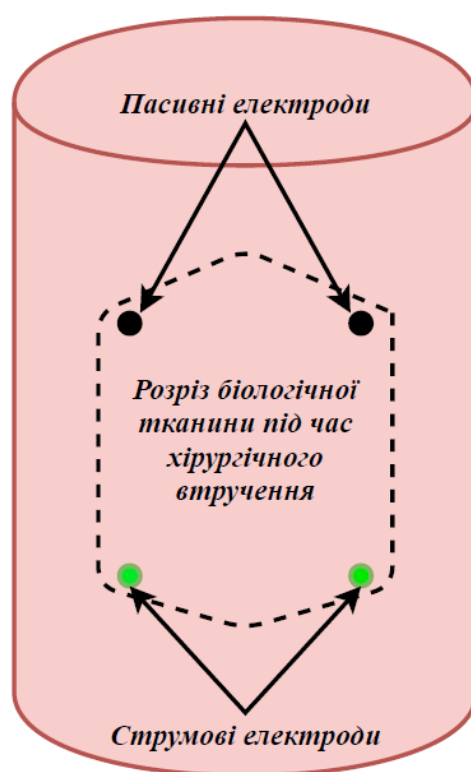


Рисунок 2.22 – Тетраполярне розміщення електродів

Завдяки такому розміщенню реалізується щільніший струм у біологічному середовищі та зберігається відповідність меж вимірювальної ділянки та реальними анатомічними межами сегменту.

На рисунку 2.23 наведена пара біоімпедансних електродів виготовлених з хлориду срібла та графеновим напленням. Температурний датчик розміщується у серцевину, від якої починаються електродні ніжки.

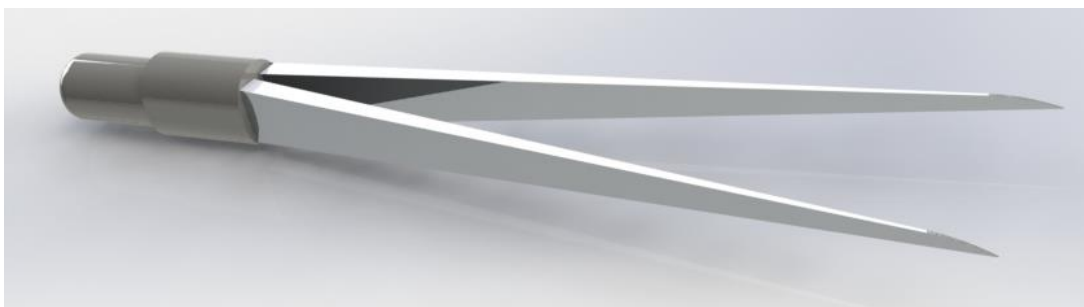


Рисунок 2.23 – 3D модель пінцетної пари електродів з вмонтованим датчиком температури

Відповідно до електричних схем на одному пінцеті розміщуються активний та пасивний електроди, які конструктивно ізольовані один від одного.

Висновки до розділу 2

В практичній частині дипломної роботи було розроблено блок схему біоімпедансного аналізатору з дисперсійним сигналом частотами від 1 кГц до 100 кГц, його принципові схеми та 3D-моделі корпусу і друкованої електричної плати. Більшість недоліків, які були присутні у попередніх приладах-аналогах були усунені схемотехнічними та конструктивними особливостями спроектованого аналізатору. Спроектований пристрій побудований на базі компактних диференційних схем, в основі яких лежать прецизійні електричні компоненти, які формують кращу швидкодію вимірювання, аніж мостові схеми балансування та зрівноваження, точність яких обмежена еталонним опором резистору. Було запропоновано до використання спроектований біоімпедансний аналізатор в якості автономного засобу для контролю життєздатності біологічних тканин та операційних ділянок під час електрохірургічних втручань, з урахуванням температур робочої (вимірювальної) зони вмонтованими датчиками у теплопровідні електроди.

РОЗДІЛ 3

ОХОРОНА ПРАЦІ

Метою даного розділу є оцінка можливих небезпек, що супроводжується експлуатацією приладу, розробка заходів для їх усунення та формування чітких інструкцій та рекомендацій використання приладу [30].

3.1. Технічні характеристики біоімпедансного аналізатору

Прилад реєстрації імпедансу тіла людини та його частин може застосовуватися в якості пристрою первинної діагностики та аналізу структурного вмісту тіла людини, засобу контролю життєздатності клітин, тощо. Деякі модифікації таких аналізаторів, використовуються, як засоби діагностики патологічних станів. Основні характеристики приладу та його блоків представлені в таблиці 3.1

3.1.1 Характеристики об'єкту

Таблиця 3.1 – Характеристики біоімпедансного аналізатора

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1.	Біоімпедансний аналізатор	Частота струму: 10 – 100 кГц, максимальна напруга: 6 В ± 10%, клас виробу за способом захисту – III, робочий температурний діапазон – 0...40 °С.	1	
2.	Мікроконтролер	Робоча напруга: 5 В, габарити: 18,5х42, гостійний струм: 40 мА	1	2

Продовження таблиці 3.1

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
3.	Електроди	Матеріал: хлор-срібло, максимальна напруга: 2,8 В, максимальний струм: 35 мкА.	4	7,5
4.	Блок живлення	Вид акумулятора: Li-ion, ємність: 3400 мАг, напруга: 3,7 В, діаметр: 18,0 мм, довжина: 65,0 мм.	1	9
5.	Блок індикації	Максимальний струм споживання: 15 мА габарити: 80мм x 35мм x 11мм	1	1

3.1.2. Складові частини об'єкту

До складових частин біоімпедансного аналізатору входять елементи представлені на рис 3.1.

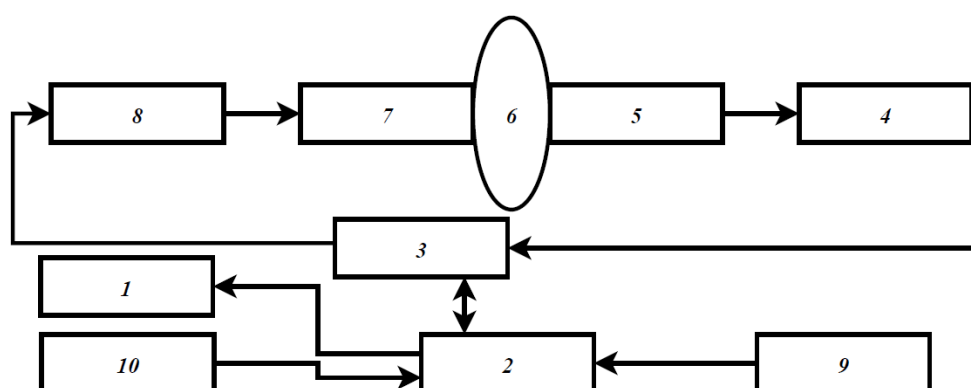


Рисунок 3.1 – Функціональна схема біоімпедансного аналізатору електропровідності

Блок живлення – 9, сформований конвертором напруги та літій-іоновим акумулятором, живить мікроконтролерну плату Arduino Nano – 2, яка в свою чергу контролює та програмує АД5933 – 3, що містить у собі 12-розрядний аналогово-цифровий перетворювач та осцилятор-генератор. 4 – інструментальний підсилювач, 5 – електрод вимірювання, 6 – біологічне

середовище, 7 – струмовий електрод, 8 – фільтр верхніх частот, 1 – блок індикації стану та роботи приладу, 10 – блок управління.

3.1.3. Характер взаємодія об'єкту в системі «людина – об'єкт»

Засоби контролю та сповіщення про стан роботи приладу для знання імпедансу представлені в табл. 3.2.

Таблиця 3.2 – Взаємодія аналізатору в системі «людина – об'єкт»

№	Найменування функціонального блока	Вид відображення інформації	Кількість
1.	Блок індикації стану роботи приладу та результатів	Відображення поточного стану системи (Вкл/Викл) та результатів діагностування	1
2.	Блок управління	Увімкнення/вимкнення приладу та вибір режимів роботи	1

Під блоком індикації стану роботи приладу та результатів вважається невеличкий енергоефективний дисплей LCD1602A, що надає важливу інформацію щодо поточного стану роботи приладу, виміряного показнику імпедансу та відсоткового показнику жирового вмісту тіла.

3.2. Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією об'єкту, який проектується та належні заходи їх усунення.

3.2.1. Біологічні джерела небезпечних і шкідливих факторів впливу

Єдиною біологічною небезпекою є можливість перенесення вірусів та інших мікроорганізмів, у разі неналежної дезінфекції електродів, які безпосередньо знаходяться на поверхні шкіри пацієнтів під час проведення дослідження. Інформація щодо чинників та наслідків небезпеки представлені у табл. 3.3.

Таблиця 3.3 – Основні джерела біологічних небезпек

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Струмовий електрод	Бруд, віруси та інші мікроорганізми	Неналежна дезінфекція технічних засобів	Місцеві алергічні реакції, захворювання
2.	Електрод вимірювання	Бруд, віруси та інші мікроорганізми	Неналежна дезінфекція технічних засобів	Місцеві алергічні реакції, захворювання

Таблиця 3.4 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Бруд, віруси та інші мікроорганізми	Наявні	Відсутні

Нормативно-допустимі значення були приведені у табл.3.4, згідно діючого від 22.06.2015 ДСТУ 7748:2015 «Безпека праці. Біологічна безпека. Загальні вимоги» [31]. Заходи з забезпечення охорони праці зазначені у табл.3.5.

Таблиця 3.5 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні засоби	Не передбачені	
2.	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації	Навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3.	Режимні заходи	Перерва між дослідженням	Виділення робочого часу для заміни одноразових електродів
4.	Експлуатаційні заходи	Використання одноразових електродів	Запобігання контакту з іншими мікроорганізмами
5.	ЗІЗ	Використання гумових рукавичок	Індивідуальний захист

3.2.2. Небезпека ураження людини електричним струмом

Основною небезпекою біоімпедансного аналізатору є можливість ураження електричним струмом малої напруги, оскільки для вимірювання імпедансу необхідне виникнення електричного збудження на активних електродах. Відомості щодо причин та наслідків небезпеки наведені у табл. 3.6.

Таблиця 3.6 – Небезпеки ураження електрострумом

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Електроди	Електричний струм	Напруга, що створюється в системі	Опіки та травми, пошкодження аналізатору
2.	Мікропроцесор	Електричний струм	Опорна напруга та напруга живлення	Пошкодження обладнання, втрата запрограмованих даних
3.	Мікроконтролер	Електричний струм	Напруга живлення	Пошкодження обладнання
4.	Інструментальний підсилювач	Електричний струм	Коефіцієнт підсилення, напруга живлення	Пошкодження обладнання

Була сформована табл. 3.7, яка відображає порівняння основних електричних показників схеми з їх гранично допустимими. Відомості щодо небезпеки застосування та висновок щодо проведення технічних, організаційних та інших заходів приведені в табл.3.8.

Таблиця 3.7 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Напруга	2 В	3 В
2.	Струм	25 мА	2 мА

Нормативно-допустимі значення були приведені згідно ДСТУ ГОСТ 12.1.038:2008 «Електробезпека. Гранично допустимі значення дотиків і струмів» [32].

Таблиця 3.8 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні засоби	Регулятори струму, частоти, використання малих напруг та струмів	Регуляція за допомогою програмного коду контролю електричних параметрів
2.	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації	Навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3.	Режимні заходи	Не передбачені	
4.	Експлуатаційні заходи	Перевірка на цілісність ізоляції	Забезпечення додаткової безпечної роботи з об'єктом
5.	ЗІЗ	Не передбачені	

3.2.3. Пожежна безпека

Відомості щодо пожежної небезпеки приладу, клас та його характеристика ,а також заходи з забезпечення охорони праці та уникнення пожежних небезпек представлені у табл. 3.9, 3.10, 3.11. Нормативно-допустимі значення приведені згідно діючого ДСТУ 12.1.004-85 «Безпека праці. Пожежна безпека» [33].

Таблиця 3.9 – Основні пожежні небезпеки

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Мікроконтролер	Напруга	Коротке замикання	Пошкодження обладнання, тління приладу, виникнення пожежі
2.	Автономні елементи живлення	Реакція зовнішнього середовища з електролітом	Механічні пошкодження та коротке замикання	Критичне пошкодження обладнання, вибух, виникнення пожежі

Таблиця 3.10 – Клас пожежі

№	Клас пожежі	Характеристика класу
1.	Е	Горіння електроустановок під напругою

Таблиця 3.11 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні засоби	Внутрішній стабілізатор контролеру, температурний датчик	Контроль внутрішніх струмів системи та температури роботи
2.	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації	навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3.	Режимні	Використання автономних систем живлення постійного струму	Зменшення ризику пошкоджень
4.	Експлуатаційні	Перевірка на цілісність елементів живлення	Зменшення ризику механічних пошкоджень акумулятору
5.	ЗІЗ	Не передбаченні	

3.3. Інструкція з техніки безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту

Загальні положення до експлуатації:

- Заборонена експлуатація приладу без попереднього ознайомлення з технікою безпеки та інструкції з використання аналізатору.
- Даний пристрій належить до діагностичного типу приладів.
- Перед застосуванням важливо провести зовнішній огляд приладу та належний контакт електродів з роз'ємами приладу.
- Не допускається потрапляння води та використання обладнання в вологих приміщеннях.
- Період повірки та нормування приладу – півроку.
- Для зарядки пристрою слід використовувати лише блок живлення, що йде в комплекті.

Інструкція з експлуатації:

1. Накласти та надійно закріпити одноразові електроди на відповідні точки згідно загальноприйнятого протоколу досліджень.
2. Ввімкнути пристрій кнопкою «On/Off», дочекатися надпису «Ready to work» на дисплеї пристрою.
3. Для введення приладу у режим очікування слід натиснути кнопку «Sleep», запуск подальшої роботи відбувається за допомогою кнопки «Run».
4. Для початку вимірювання імпедансу слід натиснути клавішу «Run» та обрати досліджувану зону з запропонованих за допомогою клавіш «↑» та «↓».
5. Після проведення вимірювання на дисплей екрану виведуться результати діагностики імпедансу.
6. Для вимкнення приладу слід натиснути кнопку «On/Off» і утримувати до тих пір, поки дисплей пристрою не погасне.

Увага! Для кращого контакту з поверхнею шкіри пацієнта слід використовувати спеціалізовані гелі та для дезінфекції оброблювати шкіру спиртом.

Увага! У випадку використання системи автономного живлення слід щільно закрити кришку акумуляторного відсіку приладу!

Висновок до розділу 3

У даному розділі було розглянуто та досліджено основні потенційні небезпеки, які можуть супроводжуватись використанням біоімпедансного аналізатору, розроблено заходи їх усунення та ліквідації. Розроблено чітку інструкцію по техніці безпеки та експлуатації приладу згідно проектованої моделі приладу.

ВИСНОВКИ

В ході виконання дипломної роботи на тему «Мобільний біоімпедансний аналізатор з можливістю проведення аналізу електричної провідності біологічних тканин» було розглянуто основні біофізичні особливості формування електричного опору на біологічній тканині та загальноприйнятій методології його вимірювання. В якості літературних джерел на даному етапі роботи використовувались міжнародні медичні дослідження, що розміщені у національній бібліотеці медицини США. Результати проаналізованих досліджень використовуються для аналізу та порівняння методів, що мають можливість проводити вимірювання відсоткових місткостей жиру та води організму.

Практична частина дипломної роботи присвячена розробці біоімпедансного аналізатору на основі диференційних схем, що представлені прецизійними електричними компонентами. Використовується швидкісний імпедансний розв'язувач AD5933, що дає можливість проводити безперервні вимірювання в реальному часі з генерацією частот до 100 кГц. Дисперсійний зонduючий струм реалізує вимірювання електропровідності біологічних тканин на різних частотах, надаючи змогу додатково аналізувати поточний стан тканин та оцінювати їх життєздатність, та ступінь ураження. Було спроектовано та теоретично розраховано автономний час роботи під двох типів акумуляторних систем, що можуть бути застосовані під час тестувань експериментальної моделі.

Принципові електричні схеми були протестовані у програмному пакеті Ni Multisim 14.2. В якості перевірки працездатності для схеми каналу збудження було досліджено величину змінного струму на активних електродах. До каналу реєстрації напруги, що вимірюється з біологічної тканини, було підключено

осцилограф з метою перевірки коефіцієнту підсилення інструментального підсилювача та впливу опорного входу на кінцевий сигнал.

На основі спроектованих електричних схем було побудовано друковану плату, що в подальшому стала підґрунтям для створення 3D-моделі біоімпедансного аналізатору. Завдяки програмному середовищу DipTrace та вмонтованих 3D-бібліотек для моделювання РСВ-проектів відбулася інтеграція з SolidWorks.

Було запропоновано використовувати спроектований аналізатор в якості незалежного приладу для контролю електрохірургічних втручань на частотах сигналу до 100 кГц. Недоліком існуючих систем-аналогів є проведення паралельного вимірювання на операційних частотах електрохірургії, до того ж температурні датчики знаходяться в середині корпусу установки та вносять поправки відносно зовнішньої температури приміщення, а не робочої зони. З метою усунення даних нюансів запропоновано до використання датчиків DS18D20 та графенового напилення на хлор-срібні тетраполярні електроди пінцетної форми.

У програмному середовищі SolidWorks була спроектована 3D-модель аналізатору, що виготовлений з поліетилену низького тиску білого кольору, який не реагує з хімічними речовинами і нетоксичний за нормальних умов експлуатації. Форма та розміри підібрані з метою комфортного утримання приладу у долонях оператора.

Основні небезпеки, що можуть виникнути під час експлуатації приладу, та інструкція з використання розглядаються у розділі охорони праці. Розділ включає в себе опис заходів реалізації безпечної експлуатації згідно існуючих сьогодні державних стандартів України.

					БП61.03.2505.1191	51
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement. Bioelectrical Impedance Analysis in Body Composition Measurement / NIH Technol Assess Statement., 1994. – (1-35).
2. Ghezzi F. Bioelectrical impedance analysis during pregnancy and neonatal birth weight / F. Ghezzi, M. Franchi, D. Balestreri. // European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology. – 2001. – С. 171–176.
3. Биоимпедансный анализ состава тела человека / Д. В. Николаев, А. В. Смирнов, И. Г. Бобринская, С. Г. Руднев. – Москва: Наука, 2009. – 392 с.
4. Khalil S. The Theory and Fundamentals of Bioimpedance Analysis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases / S. Khalil, M. Mohktar, F. Ibrahim. // Sensors. – 2014. – №14.
5. Rymarz A. Comparison of Skinfold Thicknesses and Bioimpedance Spectroscopy to Dual-Energy X-Ray Absorptiometry for the Body Fat Measurement in Patients With Chronic Kidney Disease. / A. Rymarz, K. Szamotulska, S. Niemczyk. // Nutr Clin Pract.. – 2017. – С. 533–538
6. AD5933 Datasheet and details [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.analog.com/ru/products/ad5933.html>.
7. Gupta A. Bioelectrical Impedance: A Future Health Care Technology / A. Gupta, A. Sharma, P. Batra. // IJCA Proceedings on 4th International IT Summit Confluence 2013 - The Next Generation Information Technology Summit Confluence 2013. – 2014
8. Мартиросов, Э.Г. Технологии и методы определения состава тела человека / Э.Г. Мартиросов, Д.В. Николаев, С.Г. Руднев. — М.: Наука, 2006. — 248 с.

9. Абрамова, Т.Ф. Лабильные компоненты массы тела — критерии общей физической подготовленности и контроля текущей и долговременной адаптации к тренировочным нагрузкам. Методические рекомендации / Т.Ф. Абрамова, Т.М. Никитина, Н.И. Кочеткова. — М.: ООО «Скайпринт», 2013. — 132 с.

10. Николаев В. Состав тела человека: история изучения и новые технологии определения [Электронный ресурс] / В. Николаев, Л. Синдеева, Т. Нехаева // Сибирское медицинское обозрение. — 2011. — Режим доступа до ресурсу: <https://cyberleninka.ru/article/n/sostav-tela-cheloveka-istoriya-izucheniya-i-novye-tehnologii-opredeleniya>.

11. Jennings C. Comparison of body fatness measurements by near-infrared reactance and dual-energy X-ray absorptiometry in normal-weight and obese black and white women / C. Jennings, L. Micklesfield, M. Lambert. // Br. J. Nutr. — 2010. — №103. — С. 1065–1069..

12. Rymarz A. Comparison of Skinfold Thicknesses and Bioimpedance Spectroscopy to Dual-Energy X-Ray Absorptiometry for the Body Fat Measurement in Patients With Chronic Kidney Disease. / A. Rymarz, K. Szamotulska, S. Niemczyk. // Nutr Clin Pract.. — 2017. — С. 533–538

13. Assessing Body Composition With DXA and Bioimpedance: Effects of Obesity, Physical Activity, and Age. Obesit / [E. Völgyi, F. Tylavsky, A. Lyytikäinen та ін.]. — 2008. — С. 700–705.

14. Beeson W. L. Comparison of body composition by bioelectrical impedance analysis and dual-energy X-ray absorptiometry in Hispanic diabetics. / W. L. Beeson, M. Batech, E. Schultz. // Int J Body Compos Res. — 2010. — С. 45–50

15. Comparison of Standing Posture Bioelectrical Impedance Analysis with DXA for Body Composition in a Large, Healthy Chinese Population. / [К. -. Chen, Y. -. Chen, C. -. Wang та ін.]. // PLoS One. — 2016.

16. Белик Д. В. Импедансная электрохирургия / Д. В. Белик. – Новосибирск: Наука, 2000. – 237 с.

17. Коэффициент поляризации [Электронный ресурс]. – 2019. – Режим доступа до ресурсу: <https://vseobiology.ru/biofizika/1248-054-koeffitsient-polyarizatsii>.

18. Technical details Robotdyn StepUp 0.9-5V [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://robotdyn.com/dc-dc-converter-stepup-0-9-5v-to-5v-usb.html>

19. Datasheet Samsung ICR18650-26F [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://datasheet4u.com/datasheet-pdf/Samsung/ICR18650-26F/pdf.php?id=829619>.

20. Уточненный расчет времени автономной работы [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://electrokaprizam.net/content/15-ups-autonomy-time-rabota-ibp>.

21. Технічні характеристики Westinghouse 600 V9 6F22 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: http://batterex.com.ua/rechargeable-batteries/9v_batteries/westinghouse-9v-600mah.

22. Мартиненко В.І , М.Ф. Терещенко Біоімпедансний аналіз біосередовища та системний біоімпедансний аналізатор // Збірник праць XIII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених “ПОГЛЯД У МАЙБУТНЄ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ”, 2020р. К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2020. – С.220-223

23. Расчет фильтров верхних и нижних частот [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://radio-stv.ru/praktikum-radiolyubitelya/raschet-filtrov-nizkih-i-vyisokih-chastot>.

24. Инструментальный усилитель AD620. Сферы применения и способы подключения [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.prointellekt.ru/OU1.php>

25. Official Datasheet Analog Device AD620 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

26. DipTrace. Руководство пользователя [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://diptrace.com/books/tutorial_rus.pdf.

27. DS18B20 Высокоточный цифровой термометр с однопроводным интерфейсом в стандарте MicroLAN [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://www.kosmodrom.com.ua/prodlist.php?name=ds18b20>.

28. Shen H. Biomedical Applications of Graphene / H. Shen, L. Zhang, M. Liu. // Theranostics. – 2012. – №2. – С. 283–294.

29. Графен. Новый тип сверхвысокой электропроводности [Електронний ресурс] // Хайтек. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: https://hightech.fm/2017/08/23/fluid_motion_graphene.

30. Каштанов С. Ф. Охорона праці в дипломних проектах (роботах) [Електронний ресурс] / С. Ф. Каштанов, Г. В. Демчук // КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <http://opcb.kpi.ua/wp-content/uploads/2014/05/DP-FBMI2019-%D0%BE%D0%BA.pdf>.

31. ДСТУ 7748:2015 Безпека праці. Біологічна безпека. Загальні вимоги [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: http://www.document.ua/bezpeka-praci_-biologichna-bezpeka_-zagalni-vimogi-nor28424.html.

32. ДСТУ ГОСТ 12.1.038:2008 Система стандартів безпеки праці. Електробезпека. Гранично допустимі значення напруг дотику і струмів [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page?id_doc=29774.

33. ДСТУ 12.1.004-85 «Безпека праці. Пожежна безпека» [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://standartgost.ru/g/%D0%93%D0%9E%D0%A1%D0%A2_12.1.004-85.pdf.

					БП61.03.2505.1191	55
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		